

This Page Is Inserted by IFW Operations
and is not a part of the Official Record

BEST AVAILABLE IMAGES

Defective images within this document are accurate representations of the original documents submitted by the applicant.

Defects in the images may include (but are not limited to):

- BLACK BORDERS
- TEXT CUT OFF AT TOP, BOTTOM OR SIDES
- FADED TEXT
- ILLEGIBLE TEXT
- SKEWED/SLANTED IMAGES
- COLORED PHOTOS
- BLACK OR VERY BLACK AND WHITE DARK PHOTOS
- GRAY SCALE DOCUMENTS

IMAGES ARE BEST AVAILABLE COPY.

**As rescanning documents *will not* correct images,
please do not report the images to the
Image Problems Mailbox.**

(19)日本国特許庁 (JP)

(12) 公開特許公報 (A)

(11)特許出願公開番号

特開平5-154131

(43)公開日 平成5年(1993)6月22日

(51)Int.Cl.⁵

A 61 B 5/055
G 01 R 33/28

識別記号

庁内整理番号

F I

技術表示箇所

7831-4C
9118-2J

A 61 B 5/05
G 01 N 24/02

382
Y

審査請求 未請求 請求項の数 4 (全 15 頁)

(21)出願番号

特願平3-325678

(22)出願日

平成3年(1991)12月10日

(71)出願人 000003078

株式会社東芝

神奈川県川崎市幸区堀川町72番地

(72)発明者 渡邊 英宏

神奈川県川崎市幸区小向東芝町1 株式会
社東芝総合研究所内

(72)発明者 石原 康利

神奈川県川崎市幸区小向東芝町1 株式会
社東芝総合研究所内

(74)代理人 弁理士 三好 秀和 (外4名)

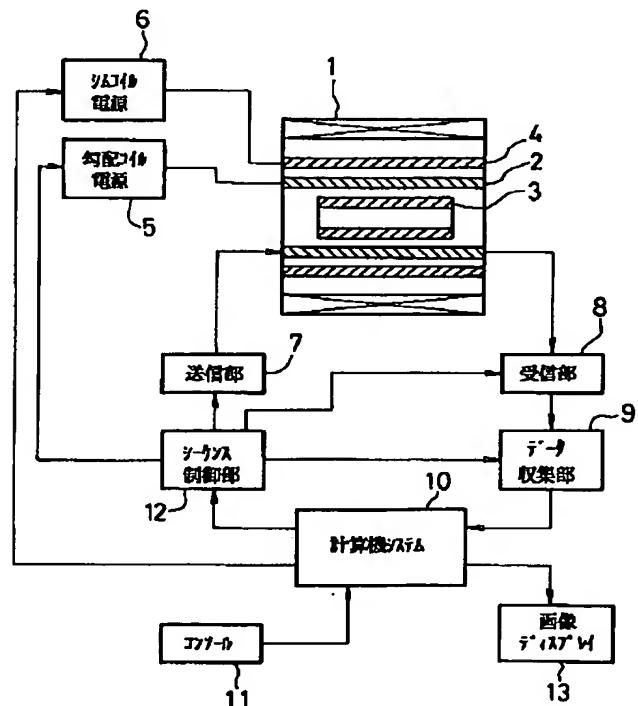
(54)【発明の名称】 磁気共鳴診断装置

(57)【要約】

【目的】 スペクトル処理を行なうボクセルを容易に指
定し得る磁気共鳴診断装置を提供することを目的とす
る。

【構成】 3次元の¹H画像を取得し、この画像を所定
サイズのボクセルに分割し、各ボクセル内のピクセル値
を求める。そして、所定値よりも大きいピクセル値をも
つピクセルが一定数より大きいときは、これをスペクト
ル処理用ボクセルとして選択する。

【効果】 処理ボクセルの選択が容易となる。



【特許請求の範囲】

【請求項1】 一様な静磁場中に置かれた被検体に高周波磁場及び勾配磁場を所定のパルスシーケンスに従って印加し、被検体からの磁気共鳴信号を検出して映像化する磁気共鳴診断装置において、
前記被検体の所定部位を分解能の高い代謝産物に基づいて画像化し、これを複数の画素からなる所定サイズのボクセルに分割する手段と、
前記所定部位を分解能の低い代謝産物に基づいて画像化し、これを前記ボクセルのサイズ、絶対位置と同一のボクセルに分割する手段と、
前記高分解能代謝産物画像の各ボクセル中に前記ボクセルのパワースペクトルの値が所定のしきい値以上の画素が一定個数以上あるか否かを判定する手段と、
前記一定個数以上あると判定されたボクセルについてのみ前記低分解能代謝産物画像のスペクトル処理を行なう手段と、
を有することを特徴とする磁気共鳴診断装置。

【請求項2】 前記スペクトル処理を行うべきボクセルと判定された各ボクセル中に存在する前記ボクセルのパワースペクトルの値が所定しきい値以上の画素数を計数する手段と、該画素数にピクセル体積を乗じて、各ボクセル内の組織体積を求める手段と、
を有する請求項1記載の磁気共鳴診断装置。

【請求項3】 静磁場中に置かれた被検体に高周波パルスを印加して該被検体の代謝産物のスペクトル情報を収集し、該スペクトルの位相ずれを補正した後、代謝産物の分布画像を得る磁気共鳴診断装置において、
前記代謝産物を画像化する際に分割される各ボクセルからの水スペクトルを観測する手段と、
前記観測されたスペクトルの最大値を各ボクセル毎に検出し、この最大値におけるスペクトルの位相値を位相基準値として設定する手段と、
システム、及びパルスシーケンスに依存するスペクトルの位相特性を記憶する手段と、
前記位相基準値、及びスペクトルの位相特性を基に、前記代謝産物画像を構成するスペクトルの位相を補正する手段と、
を有することを特徴とする磁気共鳴診断装置

【請求項4】 静磁場中に置かれた被検体に高周波パルスを印加して該被検体の代謝産物のスペクトル情報を収集し、該スペクトルの位相ずれを補正した後、代謝産物の分布画像を得る磁気共鳴診断装置において、
前記代謝産物を画像化する際に分割される各ボクセルからの水スペクトルを、異なる共鳴周波数で複数回観測する手段と、
前記各周波数におけるスペクトルの最大値を各ボクセル毎に検出し、各最大値におけるスペクトルの位相値から周波数に対する位相特性を求める手段と、
該位相特性を基に、前記代謝産物画像を構成するスペク

トルの位相を補正する手段と、
を有することを特徴とする磁気共鳴診断装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【産業上の利用分野】 本発明は、磁気共鳴現象を利用して被検体の解剖学的情報や、生化学的情報を得る磁気共鳴診断装置に関する。

【0002】

【従来の技術】 近年、磁気共鳴診断装置の開発が進められる中で、生体内の微少な代謝産物を非侵襲的に観測・画像化することのできるMRS I (Magnetic Resonance Spectroscopic Imaging) が実用に供されている。

【0003】 MRS I は化学シフトイメージングによって生体内代謝物質の存在量を画像化するものであり、疾患の早期診断、癌の治療効果判定等に有効である。画像化までの手順は、図17に示すフローチャートの如くであり、まず、化学シフトイメージングによってNMR信号を収集した後 (ステップS T 1) 、FFT (高速フーリエ変換) 等の処理を施して ¹H画像を再構成する (ステップS T 2) 。

【0004】 その後、操作者は ¹H画像を参照しながら、組織が存在するボクセルを選択し、スペクトル処理を行なうボクセル指定する (ステップS T 3) 。次いで、指定されたボクセル毎にスペクトル処理を行ない (ステップS T 4) 、各化合物のスペクトルの推定面積に基づいて生体内代謝物質が画像化される (ステップS T 5) 。

【0005】 このような操作では、組織が存在しないボクセルに関してのスペクトル処理が行なわれないので、処理時間を短縮することができる。ところが、この操作を実施するためには、操作者が ¹H画像上にボクセルサイズに相当する大きさの格子を描き、各格子内の組織の有無を判断して処理ボクセルを指定する必要があるので、多くの手間がかかるという欠点がある。

【0006】 そこで、この問題を解決するために、各ボクセルのパワースペクトルの最大値が所定のしきい値以上であるボクセルを選択し、選択されたボクセル内には組織が存在すると判定し、このボクセルについてのみスペクトル処理を実施する方法が容易に考えられる。しかしながら、化学シフトイメージングでは、S/N比の点で問題があり、¹H画像取得用シーケンスと比較して粗いマトリクスでデータ収集を行なうので、上記方法を用いた際には、ギブスリングの影響を強く受けてしまい、実際には組織が存在しないボクセルに信号が生じしまうことがある。

【0007】 このため、パワースペクトルの最大値が所定しきい値以上であるボクセルを処理ボクセルとする方法を用いても、組織の有無を判断することは困難である。

【0008】 一方、昨今においては、MRS I を用いた

プロトン化合物の画像が盛んに行なわれている。例えば、ある種の腫瘍組織においては、NAA (N-アセチルアルバリン酸) の濃度が正常組織に比べ減少し、Choline の濃度は正常組織に比べて増加する傾向がみられるため、これらの分布を画像化することで形態的な変化を呈する前に生体の代謝異常を起こしている部位を把握することができる。

【0009】生体内に含まれる種々の代謝産物の濃度を反映した画像情報を算出するためには、各化学シフトスペクトル (スペクトル実部) の面積を算出する必要がある。ところが、収集されるスペクトルは、システム、及びシーケンスパラメータ等に依存する原因、又はそれ以外の種々の原因に基づく位相回転が観測されるため、面積算出の際にはこの位相を補正しなければならない。

【0010】一般に、位相は周波数に対して近似的に1次までの関数で近似することができるため、従来は、観測されるスペクトルのピークにおける位相特性を最小二乗法を用いて算出して位相の補正を行う方法が広く採られていた。

【0011】しかしながら、生体内におけるこれらの化合物の濃度は総じて低いためにスペクトルの信号対雑音比 (S/N比) は、必ずしも良好とはいえない。そのため、位相補正処理におけるピークの検出、及び位相算出に大きな誤差が含まれるために、位相補正後のスペクトルは正確な吸収曲線 (実部スペクトル) 、分散曲線 (虚部スペクトル) を描かず、実部、虚部の混合したスペクトルしか得られない場合がある。このような場合には正確な代謝分布画像を得ることは困難となり、最終的にはMRS Iにおいて収集された多くのボクセルの1つ1つに対して人為的に位相補正を行う必要がある。例えば、3D-プロトンMRS Iの場合には、多くの場合32×32マトリクスの画像が用いられており、位相補正を人為的に行なう場合にはスペクトルデータ処理に多大な時間を要するという欠点があった。

【0012】また、MRI画像の場合では、予め位相回転の大きさを測定しておく、このデータを用いて位相補正を行う方法が報告されている。すなわち、ファントムに関して得られた画像の各ピクセル毎の虚数部が0となるような位相分布を測定しておく、この後に測定される画像の位相補正を行う方法である。ところが、このような方法をMRS Iに適用した場合には、例えば表面コイルを用いた際に位相特性が表面コイルの設定位置によって大きく変化するため、実際には適用が困難であった。

【0013】また、Journal of Magnetic Resonance誌69、151-155 (1986)、あるいは、Magnetic Resonance in Medicine誌14、26-30 (1990) 記載のように、時間領域において算出した位相特性からスペクトルの位相補正が行えることをを利用して各ボクセルの位相を補正する方法が考えられるが、この方法では、原理的に1次位相特性を各ボクセルにおいて補

正することができないこと、及び時間領域における位相特性を求めるため信号対雑音比の影響により位相算出の誤差が大きい等の欠点がある。

【0014】更に、プロトン代謝物を観測するためには代謝物濃度に対して10⁴程度の大きさを持つ水信号を抑圧する必要があり、このとき完全に水信号を除去することは難しく多くの場合が水信号が残留し図18に示すように水スペクトルと代謝物のスペクトルが重なる現象が観測される。このような場合には、代謝物のスペクトルのピーク31における位相は残留水信号によって歪みを受けるため正確に位相補正を行うことができないという問題点があった。

【0015】

【発明が解決しようとする課題】このように、従来における磁気共鳴診断装置では、操作者が¹H画像を参照しながらスペクトル処理用のボクセルを指定するので、多くの労力を必要とするという欠点がある。また、各ボクセルのパワースペクトルの最大値が設定しきい値以上のボクセルを処理ボクセルとする方法においても、ギブスリングギングの影響により組織の有無を判定することは困難である。

【0016】一方、代謝産物の分布画像を収集するMRS Iでは、各々の代謝産物の濃度を反映した分布画像を正確に得るために、スペクトルの位相補正を行なわなければならず、従来においては、各ボクセル毎に人為的に位相補正を行なっているので、多くの労力を必要とするという問題点があった。

【0017】この発明はこのような従来の課題を解決するためになされたもので、その第1の目的はスペクトル処理を行なうボクセルを容易に指定し得る磁気共鳴診断装置を提供することである。また、第2の目的は容易に位相処理補正を実施し得る磁気共鳴診断装置を提供することである。

【0018】

【課題を解決するための手段】上記目的を達成するため、本発明は、一様な静磁場中に置かれた被検体に高周波磁場及び勾配磁場を所定のパルスシーケンスに従って印加し、被検体からの磁気共鳴信号を検出して映像化する磁気共鳴診断装置において、前記被検体の所定部位を分解能の高い代謝産物に基づいて画像化し、これを複数の画素からなる所定サイズのボクセルに分割する手段と、前記所定部位を分解能の低い代謝産物に基づいて画像化し、これを前記ボクセルのサイズ、絶対位置と同一のボクセルに分割する手段と、前記高分解能代謝産物画像の各ボクセル中に前記ボクセルのパワースペクトルの値が所定のしきい値以上の画素が一定個数以上あるか否かを判定する手段と、前記一定個数以上あると判定されたボクセルについてのみ前記低分解能代謝産物画像のスペクトル処理を行なう手段とを有することを特徴する。

50 また、請求項1の発明において、前記スペクトル処理を

行なうべきボクセルと判定された各ボクセル中に存在する前記ボクセルのパワースペクトルの値が所定しきい値以上の画素数を計数する手段と、該画素数にピクセル体積を乗じて、各ボクセル内の組織体積を求める手段とを有することを特徴とする。

【0019】更に、静磁場中に置かれた被検体に高周波パルスを印加して該被検体内の代謝産物のスペクトル情報を収集し、該スペクトルの位相ずれを補正した後、代謝産物の分布画像を得る磁気共鳴診断装置において、前記代謝産物を画像化する際に分割される各ボクセルからの水スペクトルを観測する手段と、前記観測されたスペクトルの最大値を各ボクセル毎に検出し、この最大値におけるスペクトルの位相値を位相基準値として設定する手段と、システム、及びパルスシーケンスに依存するスペクトルの位相特性を記憶する手段と、前記位相基準値、及びスペクトルの位相特性を基に、前記代謝産物画像を構成するスペクトルの位相を補正する手段とを有することを特徴とする。

【0020】

【作用】上述の如く構成すれば、化学シフトイメージングで取得するボクセルのうち、スペクトル処理を行なうボクセルを選択する際に、まず、¹H画像信号の3次元データを取得し、この3次元データを化学シフトイメージングで取得するボクセルに対応した格子に分割する。そして、各ボクセルを構成するピクセルのピクセル値を検出し、所定のしきい値よりも大きいピクセル値を有するピクセルが所定個数（通常は「1」）存在するボクセルをスペクトル処理用のボクセルとして選択する。これによって、スペクトル処理用ボクセルの選択が容易かつ正確となる。

【0021】また、各ボクセル内に含まれる組織の体積を求める際には、¹H画像を構成する各ボクセル内の各ピクセルについてそれぞれピクセル値を求め、各ピクセル値がのしきい値より大きいか否かを判定する。そして、しきい値よりも大きいピクセルの個数を求め、この個数に、ピクセル1個当たりの体積を乗じてボクセル中の組織の体積を求めている。これによって、組織体積の算出が容易となり、濃度算出に極めて有用となる。

【0022】また、スペクトルの位相ずれを補正する際には、まず、水スペクトルを観測し、この観測結果に基いて代謝産物の化学シフトスペクトルの位相補正を行なっている。従って、人手による多くの労力を必要とせず、正確な位相補正が可能となる。

【0023】

【実施例】以下、本発明の実施例を図面に基づいて説明する。図1は本発明に係わる磁気共鳴診断装置の構成を示すブロック図である。

【0024】同図において、静磁場磁石1とその内側に設けられた勾配コイル2及びシムコイル4により、図示しない被検体に一様な静磁場とそれと同一方向で互いに

直交するx, y, z三方向に線形傾斜磁場分布を持つ勾配磁場が印加される。勾配コイル2は、勾配コイル電源5により駆動され、シムコイル4はシムコイル電源6により駆動される。勾配コイル2の内側に設けられたプローブ3は、送信部7から高周波信号が供給されることによって被検体に高周波磁場を印加し、被検体からの磁気共鳴信号を受信する。プローブ3は送受両用でも、送受別々に設けても良い。プローブ3で受信された磁気共鳴信号は受信部8で検波された後、データ収集部9に転送され、ここでA/D変換されてから計算機システム10に送られ、データ処理がなされる。

【0025】以上の勾配コイル電源5、シムコイル電源6、受信部8およびデータ収集部9は、全てシーケンス制御部12によって制御され、またシーケンス制御部12は計算機システム10によって制御される。また、計算機システム10はコンソール11からの指令により制御される。そして、データ収集部9から計算機システム10に入力された磁気共鳴信号は、フーリエ変換等が行われ、それに基づいて被検体の所望原子核の密度分布の画像データが再構成される。その後、この画像データは画像ディスプレイ13に送られ、画像として表示される。

【0026】次に、スペクトル処理用のボクセルを指定する操作について図2に示すフローチャートを参照しながら説明する。

【0027】まず、被検体の所望する領域から¹H画像信号の3次元データを取得する（ステップST11）。これは、例えば図3に示す空間3次元¹H画像取得用のパルスシーケンス、あるいは図4に示すマルチスライスシーケンスによって行なわれる。

【0028】次いで、取得された¹H画像データを、化学シフトイメージングで取得するボクセルに対応した格子で分割する（ステップST12）。例えば、3次元¹H画像を取得した場合には、図5に示す如く、3次元画像21に対して格子22を決める。また、マルチスライス¹H画像を取得した場合は、図6に示す如く、マルチスライス画像23に対して格子22に決める。

【0029】その後、各ボクセル中に存在するピクセルのしきい値を決め、該しきい値以上のピクセルが各ボクセル内に所定個数Np以上存在するか否かが判定される（ステップST13）。通常、個数Npは「1」に設定される。また、この際の処理対象となるボクセルは、信号取得ボクセルであり、例えば局所励起法による化学シフトイメージングを用いた場合には、図7に示すように、局所励起領域24のボクセルについてのみ処理を行なう。

【0030】そして、しきい値以上のピクセルがNp個以上存在すると判定されたボクセルについては（ステップST13でYES）、これをスペクトル処理用のボクセルとしてそのボクセル位置を記憶する。つまり、ボク

セル内に1個でもしきい値以上のピクセルがある場合には($N_p = 1$ の場合)、このボクセル内には組織が存在すると判定して、スペクトル処理を行なうのである。

【0031】一方、しきい値以上のピクセルが N_p 個以上存在しないと判定されたボクセルについては(ステップST13でNO)、このボクセルをスペクトル処理不要のボクセルとする(ステップST15)。そして、すべてのボクセルについて処理ボクセルとするか否かの判定を行なう(ステップST16)。

【0032】これによって、全ボクセルの中から、スペクトル処理を行なうべきボクセルが選択され、この選択されたボクセルについてのみスペクトル処理を行なえば、所望する生体内代謝物質の存在量を画像化することができる。

【0033】このようにして、本実施例では、 ^1H 画像を基にしてスペクトル処理を行なうべきボクセルを選択している。従って、不要なボクセルについてのスペクトル処理を省略することができ、また、処理すべきボクセルが自動的に決定するので、人手による労力を軽減することができる。

【0034】また、 ^1H 画像はS/N比が良好であり、細かいマトリクスでデータ収集を行なうことができるのと、ギブスリングの影響を受けることはない。従って、処理すべきボクセルを誤認識することはない。

【0035】なお、スペクトル処理を行う際には、先に計算機メモリー上に記憶しておいたボクセル位置を呼び出して、処理用と判断したボクセルに関してのみスペクトル処理を行なっても良いし、また、処理しないと判断したボクセル位置を計算機メモリー上に記憶しておき、スペクトル処理をする際に記憶しておいた以外のボクセルに関してスペクトル処理を行う方法をとっても良い。

【0036】次に、本発明の第2実施例について説明する。上記第1実施例では ^1H 画像を基に処理ボクセルを決定したが、ユーザの関心領域が限定されている場合には、選択されたすべてのボクセルについてスペクトル処理を行なう必要はない。そこで、本実施例では、関心領域内のボクセルを指定する方法を示す。図8は第2実施例の操作手順を示すフローチャートであり、まず、取得された ^1H 画像上から、図2に示したフローチャートの手順に従って組織の存在する領域を抽出する(ステップST21)。

【0037】次いで、 ^1H 画像のスライス軸方向の位置情報を基に、化学シフトシメージング上におけるスライス軸方向の位置を算出する(ステップST22)。ここで、スライス位置算出のために、 ^1H 画像のスライスを中心を使用する。

【0038】その後、 ^1H 画像上で関心領域を囲み、この位置情報を計算機システム10に入力する(ステップST23)。この際、CRT上をペンでなぞることによってその軌跡を入力できるペンやマウス等を用いる。そ

の結果、例えば図9に示すように、関心領域25が設定される。次いで、関心領域を囲んだ線がどのボクセル位置に対応するかを判定する(ステップST24)。例えば、図10に示すように、各ボクセルの四隅の位置27を記憶しておく、関心領域を囲む線26を含むボクセルを探せば良い。これによって、関心領域内のボクセルの外縁の情報が得られる。

【0039】その後、求められた外縁ボクセルの内側にあるボクセルをスペクトル処理用ボクセルとし、このボクセルについてのみスペクトル処理が行なわれる(ステップST25)。

【0040】このようにして、第2実施例においては、前記第一実施例の操作によって選択されたスペクトル処理すべきボクセルに、更に関心領域を設定し、この領域内のボクセルについてのみスペクトル処理を実施している。従って、不要なボクセルのスペクトル処理を省略できるので、スペクトル処理の短縮化を図ることができる。

【0041】次に、本発明の第3実施例について説明する。この実施例では、各ボクセル中に存在する組織の体積を求める方法について提案する。前述した第1実施例では、ボクセル内の各ピクセル値を求め、ピクセル値が所定のしきい値よりも大きいか否かを判定する処理を行なった。本実施例では、各ボクセル内で、ピクセル値が所定のしきい値よりも大きいピクセルの数 $N(x)$ 、及び小さいピクセルの数 $N(y)$ を求め、このピクセル数 $N(x)$ 、 $N(y)$ に基づいて組織の体積を求める。

【0042】いま、あるボクセル内のピクセル数 $N(y)$ が所定値 M (通常は「1」)よりも大きいときは、こボクセル内には組織以外の部分が存在するので、組織の体積 $V(x)$ は次に示す(1)式で求めることができる。

【0043】

$$V(x) = N(x) \cdot V_p \quad \dots(1)$$

ただし、 V_p はピクセルの体積である。

【0044】また、ボクセル内のピクセル数 $N(y)$ が所定値 M よりも小さいときは、このボクセル内はすべて組織であるので、組織の体積 $V(x)$ はボクセルの体積と等しくなる。即ち、次の(2)式で示される。

【0045】

$$V(x) = N \cdot V_p \quad \dots(2)$$

ただし、 N は1ボクセル中のピクセル数このようにして、第3実施例では、ボクセル内に含まれる組織体積を容易に算出可能であるので、画像の濃度を求める際に極めて有用である。

【0046】次に、本発明の第4実施例について説明する。本実施例では、MRS Iにおける位相処理補正を自動的に行なう方法を示す。

【0047】図11は該実施例の操作手順を示すフローチャートであり、まず初めに、目的とするMRS Iデー

タの位相補正を行うための基準データの撮像を行う（ステップST31）。この位相データの測定は、図12に示されるプロトン代謝物を観測するためのパルスシーケンスの一例のうち、水信号抑圧処理を除いたパルスシーケンス即ち、図13に示したパルスシーケンスを用いて行われる。ここでは、空間2次元の代謝物分布を画像化する局所化MRS Iパルスシーケンスを示している。このとき、パルスシーケンスの繰り返し時間はプロトン代謝物を観測する際に比べて短い時間に設定され、計測時間の短縮が図られる。また、可能であれば周波数分解能を粗くすることによって観測時間を短縮することも可能である。次に、各ボクセルの水の信号によるスペクトル（絶対値）の最大値を検出する（ステップST32）。この際、スペクトルの大きさが予め設定されたしきい値よりも小さいボクセルについてはこれ以降の処理は行わないようにすることが好ましい。

【0048】その後、各ボクセルのスペクトルのピーク位置における位相 $\phi_1(x, y, z)$ を算出し、これを記憶する（ステップST33）。ここで、スペクトルのピーク近傍の位相は通常14(a), (b)に示すように急峻に変化するため、位相を算出する際に大きな誤差を含む場合がある。そこで、スペクトルの線幅が狭い場合には、良く知られるているように時間領域において指数関*

$$\theta(x, y, z, f) = a(x, y, z) f + b(x, y, z) \quad \dots(3)$$

$$\phi_1 = a(x, y, z) \cdot f_0 + b(x, y, z) \quad \dots(4)$$

$$\phi_2 = a(x, y, z) \cdot (f_0 + \Delta f) + b(x, y, z) \quad \dots(5)$$

従って、1次の位相補正係数 $a(x, y, z)$ 、及び0

次の位相補正係数 $b(x, y, z)$ は、次の(6), (7)※

$$a(x, y, z) = (\phi_2 - \phi_1) / \Delta f \quad \dots(6)$$

$$b(x, y, z) = \phi_1 - (\phi_2 - \phi_1) \cdot f_0 / \Delta f \quad \dots(7)$$

その後、図12に示した代謝物観測用のパルスシーケンスによりMRS Iデータを収集する（ステップST3

6）。このとき観測された各ボクセルのスペクトル $S_m(x, y, z)$ は、上記位相特性 $\theta(x, y, z, f)$

を持っているため、実部・虚部が分離したスペクトル形★

$$S_m(x, y, z) = S(x, y, z)$$

$$\cdot \exp(-j\theta(x, y, z, f)) \quad \dots(8)$$

そして、上記(6), (7)式で示した位相特性を用いて(8)式の位相項を除去すれば、観測されたスペクトル $S_m(x, y, z)$ から、実部、虚部の分離したスペクトル $S(x, y, z)$ を得ることができる（ステップST37）。

【0056】その後、求められた実部スペクトルの面積を算出し、又、場合によってはスペクトルのピーク高さを算出し（ステップST38）、これに基づいて代謝物分布画像を表示する（ステップST39）。

【0057】こうして、位相補正された代謝産物の分布画像を得ることができる。このようにして、第4実施例では、予め水スペクトルを用いて位相特性を算出しておき、これを用いてプロトン代謝物のスペクトル

* 数等を乗算することによるスペクトルのラインプローディング処理を施せばこのような誤差を軽減することができる。

【0049】次いで、送受信機の周波数を Δf だけ変化させ、上記ステップ31からステップ33までの処理を実行し、このときの各ボクセルのスペクトルのピーク位置における位相 $\phi_1(x, y, z)$ を求め、これを記憶する。

【0050】その後、得られた位相 $\phi_1(x, y, z)$ 、
10 $\phi_2(x, y, z)$ に基づいて、各ボクセルにおける位相特性 $\theta(x, y, z, f)$ を算出し、これを記憶する（ステップST35）。ここで位相特性は通常、0次、1次までの位相特性が算出されるが、必要であれば周波数 Δf を数点変えることでより高次の特性を求めることが可能である。

【0051】いま、位相 ϕ_1 を測定したときの送受信機の周波数を f_0 とすると、位相特性 $\theta(x, y, z, f)$ 、及び位相 $\phi_1(x, y, z)$ 、 $\phi_2(x, y, z)$ は、1次、及び0次の位相補正係数 $a(x, y, z)$ 、
20 $b(x, y, z)$ を用いて、次の(3)～(5)式で示される。

【0052】

$$\theta(x, y, z, f) = a(x, y, z) f + b(x, y, z) \quad \dots(3)$$

$$\phi_1 = a(x, y, z) \cdot f_0 + b(x, y, z) \quad \dots(4)$$

$$\phi_2 = a(x, y, z) \cdot (f_0 + \Delta f) + b(x, y, z) \quad \dots(5)$$

$$a(x, y, z) = (\phi_2 - \phi_1) / \Delta f \quad \dots(6)$$

$$b(x, y, z) = \phi_1 - (\phi_2 - \phi_1) \cdot f_0 / \Delta f \quad \dots(7)$$

★状 $S(x, y, z)$ に対してスペクトル歪みを呈している。

【0054】従って、スペクトル $S_m(x, y, z)$ は次の(8)式で示される。

【0055】

$$S_m(x, y, z) = S(x, y, z) \cdot \exp(-j\theta(x, y, z, f)) \quad \dots(8)$$

の位相回りを補正しているので、人手による労力を必要とせず、容易に位相補正を行なうことができる。その結果、代謝物の濃度分布を反映した物理的に意味のある画像を短時間に得ることができる。

【0058】なお、第4実施例において、システム等に依存した2次以上の位相特性が存在する場合には前述したように予めより高次の位相特性を測定しておきこれを補正することもできるが、高次の位相特性の発生原因であるフィルタ特性が図15に示す如く既存であれば、このような特性を記憶しておき前記手法で求められた位相特性を重畳することで補正を行なうこともできる。

【0059】また、第4実施例に示した手順を用いれば、図16に示すような位置情報付加のためのエンコー

ド時間のために、いわゆるデッドタイムを持つパルスシーケンスによって収集されたスペクトルに生じる位相の1次歪みを補正することも可能である。

【0060】

【発明の効果】以上説明したように、本発明では、化学シフトイメージングにより生体内代謝物質の存在量を画像化する際に、スペクトル処理を行なうべきボクセルを容易、かつ正確に選択することができるので、人手による労力を軽減でき、処理時間の短縮化を図ることができる。

【0061】また、¹H画像のピクセル値を求め、ボクセル内に存在するピクセル値が所定値以上のピクセルの個数を計数し、この計数値を基にしてボクセルに含まれる組織の体積を求めている。従って、組織体積の算出が容易となり、濃度算出に極めて有用となる。

【0062】また、MRS Iを用いてスペクトル情報を得る際には、予め水スペクトルを用いて位相特性を求め、この位相特性を用いて代謝産物のスペクトルの位相回りを補正している。従って、人手の労力を必要とせず容易に位相補正を行なうことができ、その結果、代謝物の濃度分布を反映した正確な画像を短時間で得ることができるという効果が得られる。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明に係わる磁気共鳴診断装置の構成を示すブロック図である。

【図2】本発明の第1実施例の動作を示すフローチャートである。

【図3】空間3次元¹H画像取得用のパルスシーケンス図である。

【図4】マルチスライスで¹H画像を取得する際のパルスシーケンス図である。

【図5】3次元画像上に設定する格子を示す説明図である。

【図6】マルチスライス画像上に設定する格子を示す説明図である。

* 明図である。

【図7】局所励起領域を示す説明図である。

【図8】本発明の第2実施例の動作を示すフローチャートである。

【図9】設定する関心領域を示す説明図である。

【図10】ボクセルの外縁情報を示す説明図である。

【図11】本発明の第4実施例の動作を示すフローチャートである。

【図12】プロトン代謝物観測用のパルスシーケンス図である。

【図13】水抑圧処理を除いたプロトン代謝物観測用のパルスシーケンス図である。

【図14】スペクトルの位相特性図である。

【図15】フィルタ特性の一例を示す説明図である。

【図16】デッドタイムを持つMRS Iのパルスシーケンス図である。

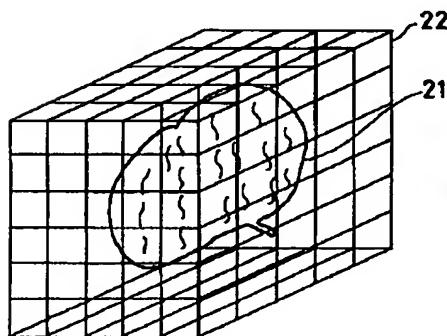
【図17】従来における化学シフトイメージングの手順を示すフローチャートである。

【図18】スペクトルの重なりを示す説明図である。

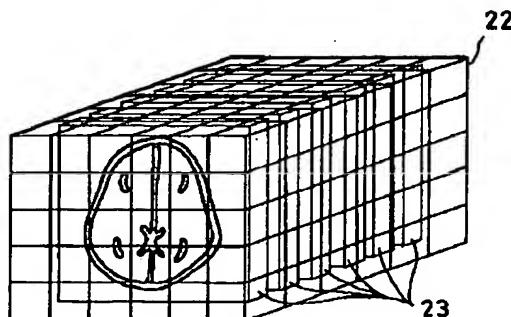
【符号の説明】

1	静磁場磁石
2	勾配コイル
3	プローブ
4	シムコイル
7	送信部
8	受信部
9	データ処理部
10	計算機システム
11	コンソール
21	¹ H 3次元画像
22	格子
23	¹ Hマルチスライス画像
24	局所励起領域
25	関心領域

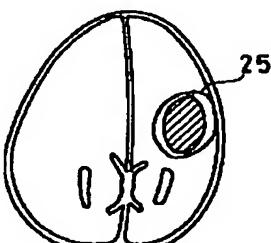
【図5】



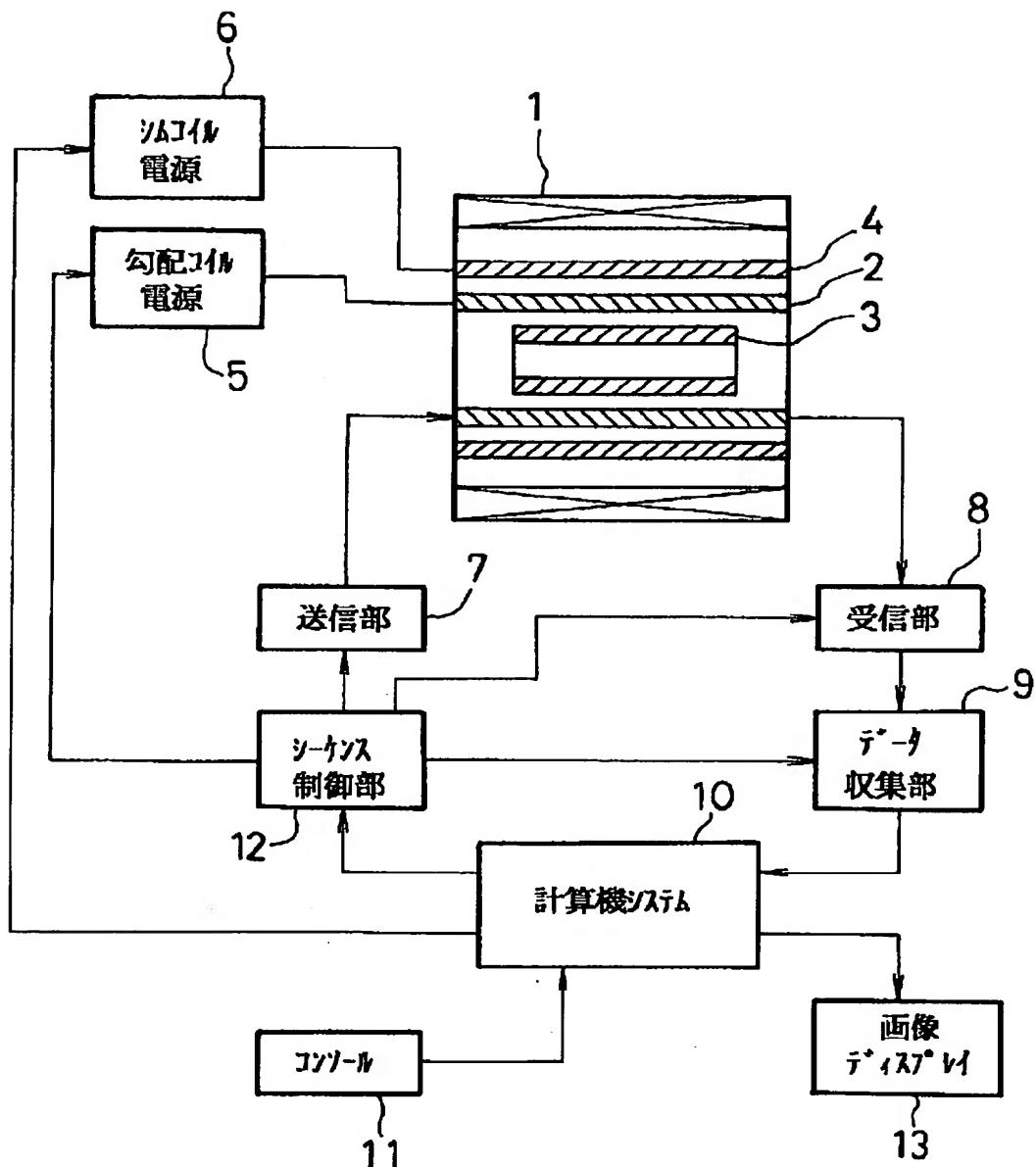
【図6】



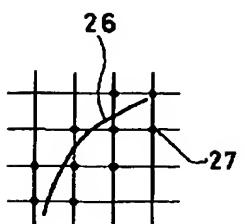
【図9】



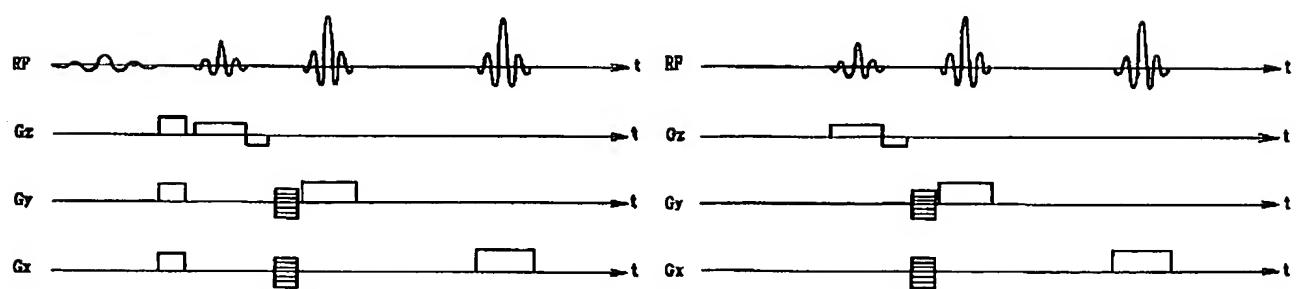
【図 1】



【図 10】

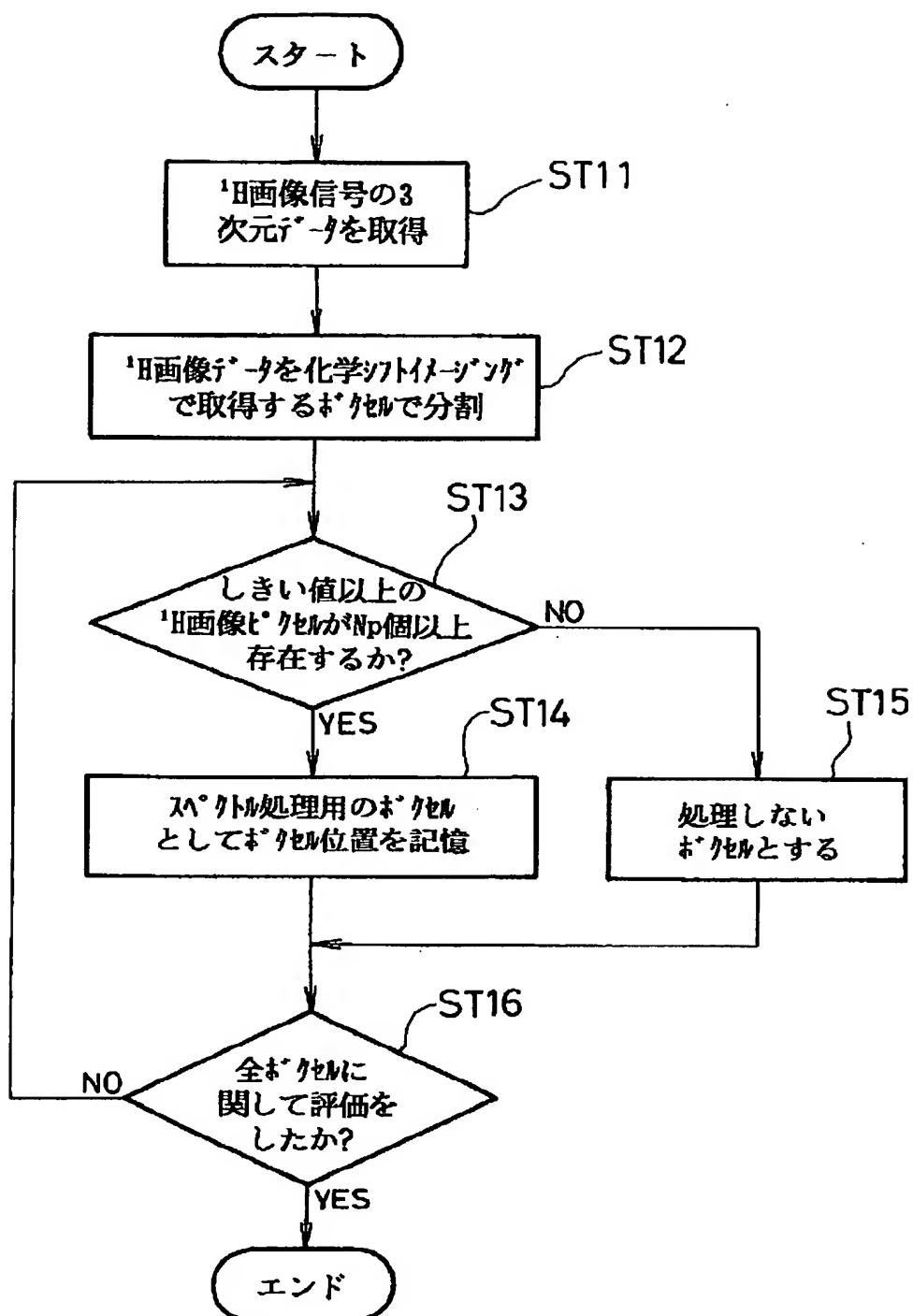


【図 12】

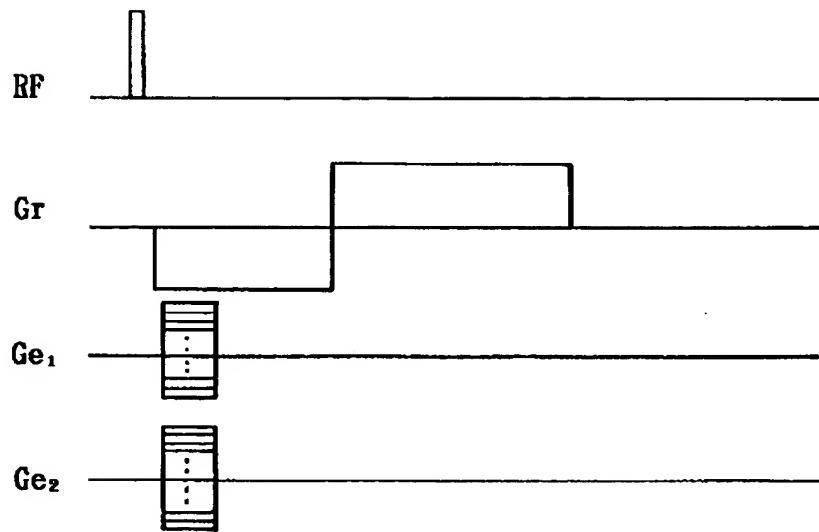


【図 13】

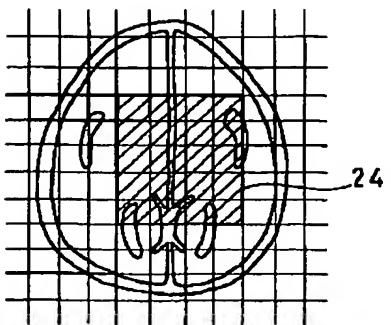
【図2】



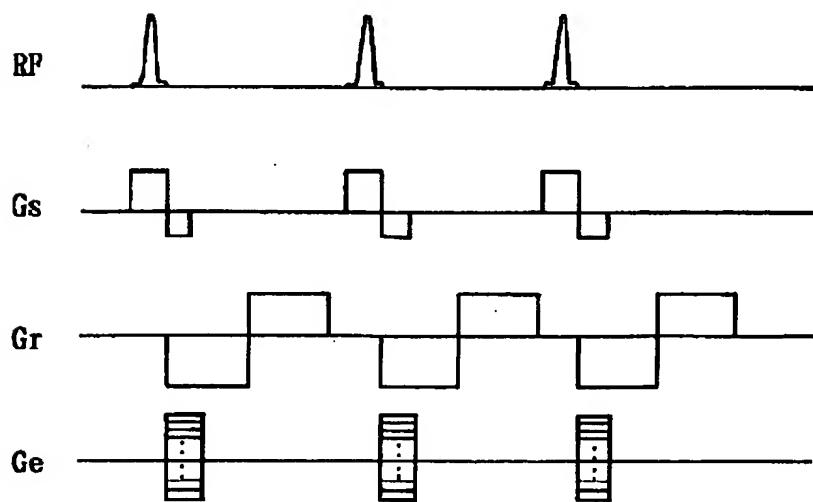
【図3】



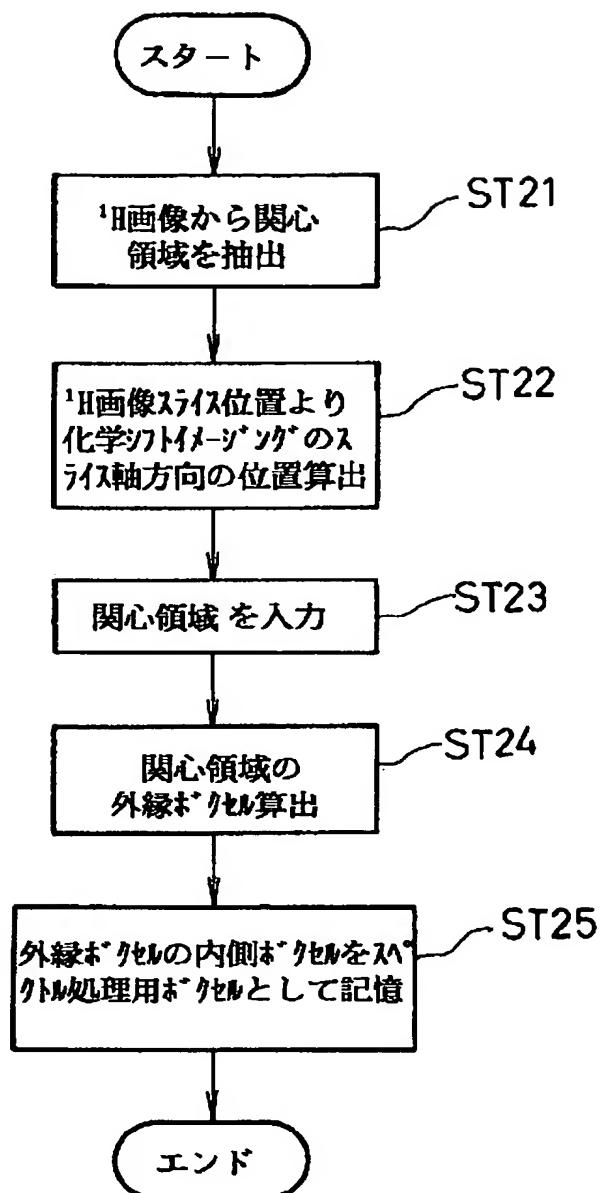
【図7】



【図4】

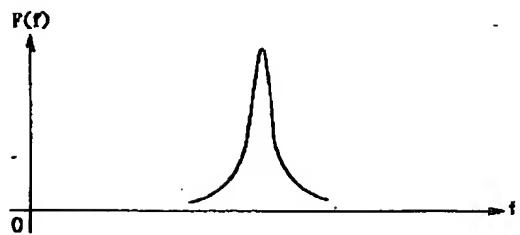


【図8】

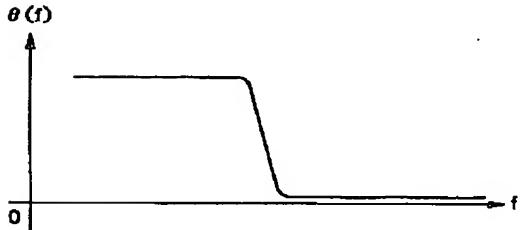


【図14】

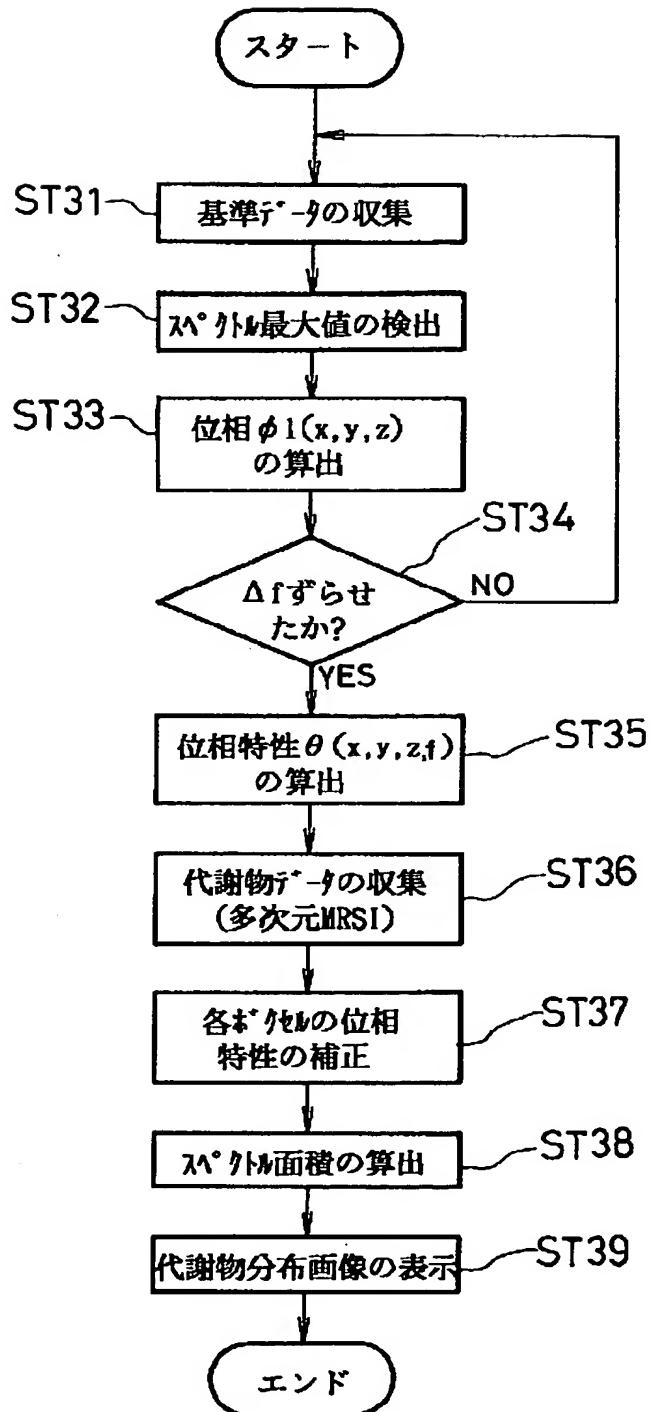
(a)



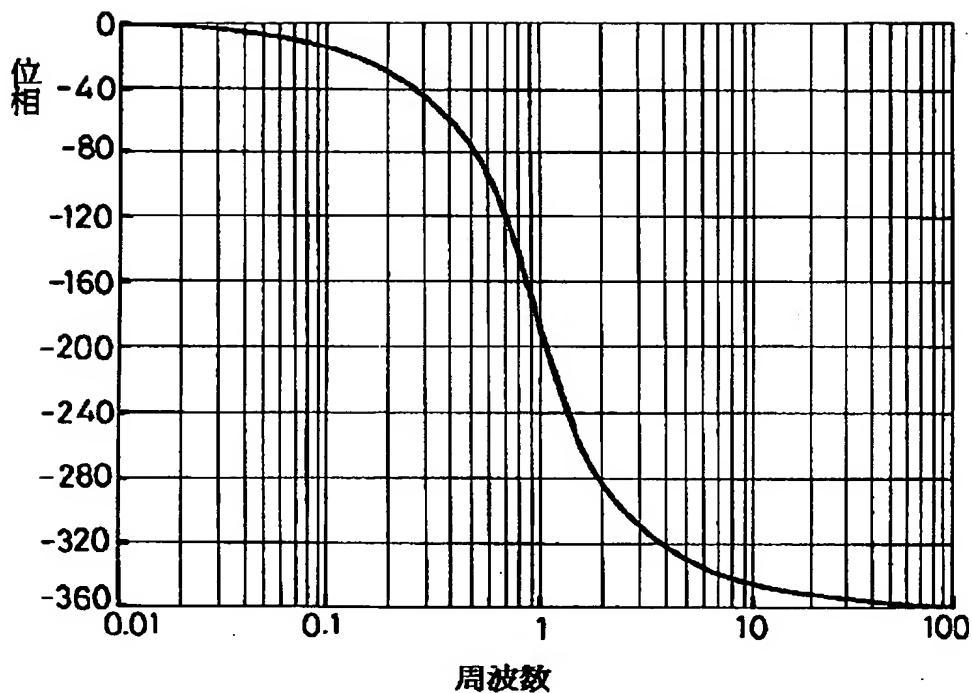
(b)



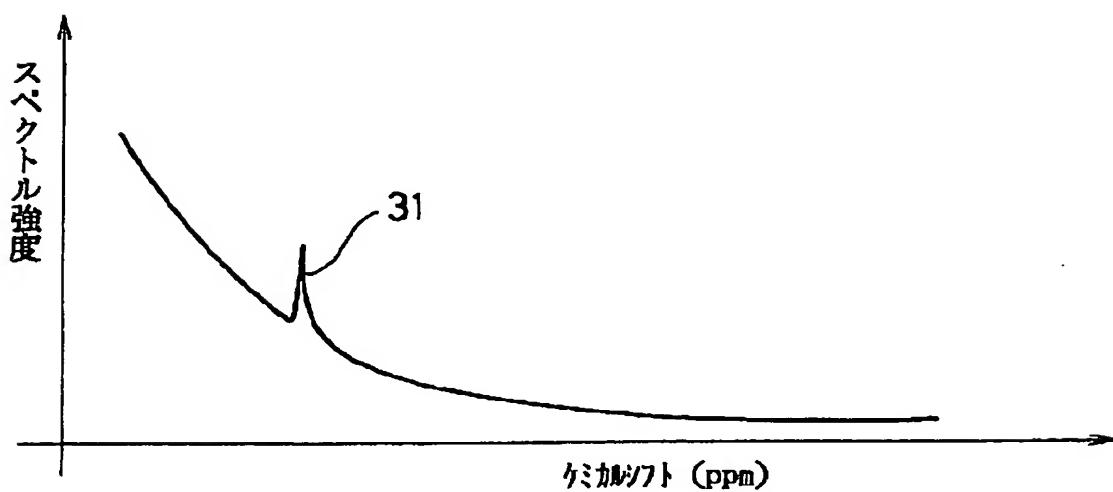
【図11】



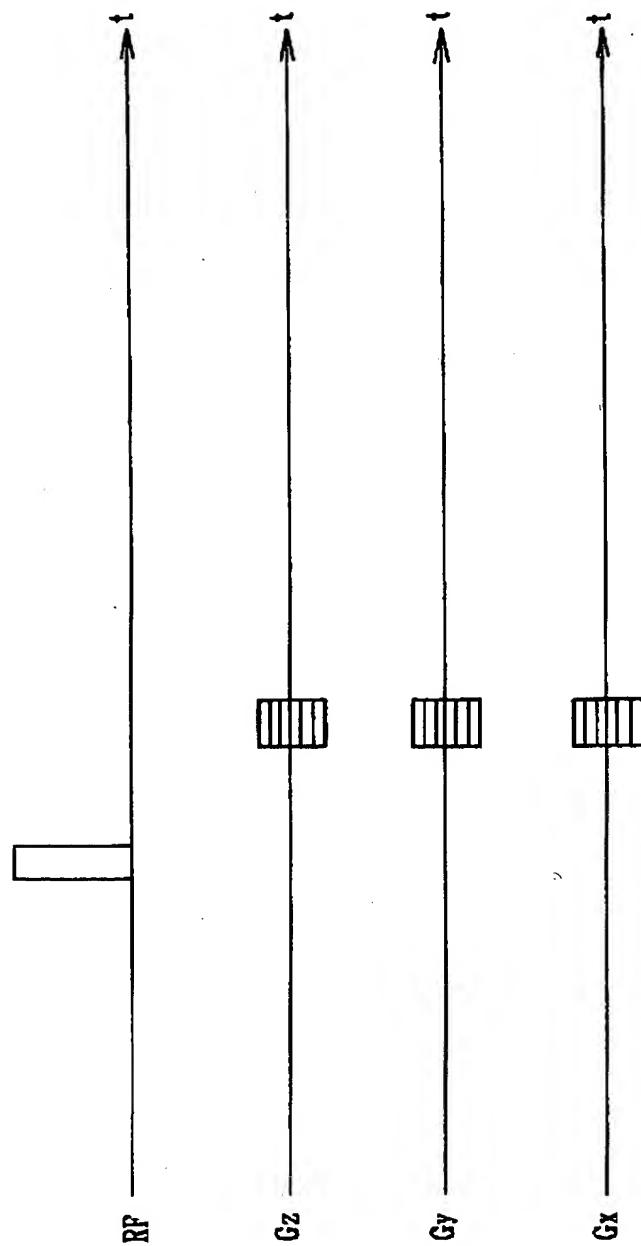
【図15】



【図18】



【図16】



【図17】

